






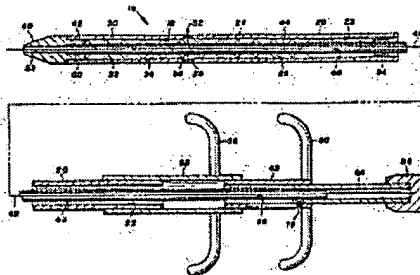
Medial region deployment of radially self-expanding stents**Publication number:** JP7501476 (T)**Publication date:** 1995-02-16**Inventor(s):****Applicant(s):****Classification:**- international: **A61F2/84; A61F2/06; A61F2/82; A61F2/06; A61F2/82; (IPC1-7): A61M29/02**- European: **A61F2/84****Application number:** JP19930517431T 19930223**Priority number(s):** WO1993US01430 19930223; US19920863231 19920403**Also published as:** **US5201757 (A)** **WO9319703 (A1)** **JP2717026 (B2)** **EP0633756 (A1)** **EP0633756 (B1)**

more >>

Abstract not available for JP 7501476 (T)

Abstract of corresponding document: **US 5201757 (A)**

An apparatus for deploying a radially self-expanding stent includes proximal and distal sleeves respectively containing proximal and distal end portions of the stent in a reduced radius delivery configuration. The sleeves can abut one another and thus contain the entire length of the stent, or may be used in combination with an outer catheter surrounding the sleeves and containing the medial region of the stent. In either event, once the stent and sleeves are positioned at the intended fixation site, the sleeves are moved axially with respect to one another to permit radial self-expansion of the stent only over its medial region, while the sleeves continue to contain the axially outward regions of the stent. Eventually, upon sufficient movement of the sleeves axially relative to one another, the stent becomes totally free of the sleeves, resulting in radial expansion over the entire stent length. The axial relative movement of the sleeves can be controlled by two or more catheters mounted movably with respect to one another, one catheter integral with each of the sleeves. Alternative arrangements for separating the sleeves include an externally threaded inner catheter, and a dilatation balloon or membrane expandable to force the sleeves apart from one another.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平7-501476

第1部門第2区分

(43) 公表日 平成7年(1995)2月16日

(51) Int.Cl.⁶
A 61 M 29/02

識別記号

庁内整理番号
9052-4 C

F I

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平5-517431
 (86) (22) 出願日 平成5年(1993)2月23日
 (85) 翻訳文提出日 平成6年(1994)10月3日
 (86) 国際出願番号 PCT/US93/01430
 (87) 国際公開番号 WO93/19703
 (87) 国際公開日 平成5年(1993)10月14日
 (31) 優先権主張番号 863, 231
 (32) 優先日 1992年4月3日
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), AU, CA, DE, JP

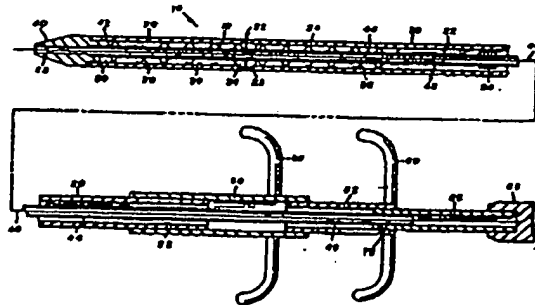
(71) 出願人 シュナイダー・(ユーエスエイ)・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国ミネソタ州55442, プリマス, ネイサン・レーン 5906
 (72) 発明者 ヘイン, ローレンス・アール
 アメリカ合衆国ミネソタ州55369, メイブル・グローブ, クアールズ・ロード 8628
 (72) 発明者 ジョンソン, リアン・エム
 アメリカ合衆国ミネソタ州55427, ゴールデン・ヴァリー, バツィ・レーン 8335
 (74) 代理人 弁理士 湯浅 萌三 (外5名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 半径方向に自然膨張するステントの中間領域での展開

(57) 【要約】

半径方向に自然膨張するステント(18)を展開させる装置(16)は、それぞれ、ステントの基端及び末端領域(26、38)を半径の小さい形態で拘束する基端及び末端スリーブ(24、30)を備えている。これらのスリーブは、互いに当接し、ステントの全長を拘束し、又は、これらのスリーブは、スリーブを圍繞し且つステントの中間領域を収容する外側カテーテル(158)と組み合わせて使用することも出来る。何れの場合でも、ステント及びスリーブを所期の固定箇所に位置決めしたならば、スリーブがステントの軸方向外方領域を拘束し続ける間に、スリーブは、互いに関して軸方向に動かされ、ステントが最初に、その中間領域に沿ってのみ半径方向に自然膨張するのを許容する。最終的に、スリーブが互いに関して軸方向に十分に動いたならば、ステントは、完全にスリーブから自由となり、その結果、ステントの全長に沿って半径方向に膨張する。スリーブの軸方向への相対的な動きは、互いに可動であるように取り付けられた二又はより多くのカテーテル(20、44)によって制御することが可能であり、一方のカテーテル



請求の範囲

は、スリーブの各々と一体とされる。スリーブを分離させる別の選択可能な構成は、縫ねじを有する内側カテーテル(160)と、スリーブを互いに離れるように付勢させることの出来る弾性可能な拡張バルーン(140)、又はメンブラン(206)とを備えるものである。

1. 半徑方向に自然膨張するステント(18)を伸張内で展開させる装置(16)にして、

前記半徑方向に自然膨張するステント(18)を前記ステントがその軸方向金長に沿って小さい平径を有する導入形態に維持する保持手段であって、ステントの基礎領域(26)を半徑方向に拘束する基礎部材(24)と、ステントの先端領域(28)を半徑方向に拘束する先端部材(30)とを備える保持手段と、前記基礎部材が、拘束位置に向けて互いに接近し且つ該拘束位置から離れる方向に軸方向に可動であり、該位置にて、前記両部材が、ステントのそのそれぞれの端部領域を拘束する一方で、協働して、ステントを導入形態に維持し、

導入位置にあり且つ導入手段の先端付近に位置されたとき、前記ステントを体内の展開位置に導入する可動性で延長の導入手段であって、前記保持手段と作用可能に関係し、基礎部材及び先端部材を拘束位置から離れる方向に互いに関して軸方向に動かし、前記基礎部材及び先端部材がそのそれぞれの端部領域を半徑方向に拘束し続けるとき、端部領域間の中間領域(118)に沿ってステントが適切に半徑方向に自然膨張するのを可能にする制御手段を有する導入手段を備え、

該制御手段が、最初の自然膨張の後に、基礎部材及び先端部材を前記それぞれの端部領域に関して軸方向に動かし、前記ステントをその軸方向金長に沿って半徑方向に自然膨張するように解放する機械を更に果たすようにしたことを特徴とするステントの展開装置。

2. 請求の範囲第1項に記載の装置にして、

前記制御手段が、前記基礎部材及び先端部材を拘束位置から離れる方向に動かすとき、前記部材を互いに離れる方向に動かして、最初の半徑方向への自然膨張を許容し、最初の半徑方向への自然膨張後に、前記基礎部材及び先端部材を互いに離れる方向に更に動かすことによって、前記ステントを解放させることを特徴とする装置。

3. 請求の範囲第2項に記載の装置にして、

前記基礎部材及び先端部材が、前記ステントの基礎部及び先端領域をそれぞれ半徑方

向に拘束する基礎部及び先端スリーブを備えることを特徴とする装置。

4. 請求の範囲第3項に記載の装置にして、

前記基礎部及び先端スリーブが、互いに略等しい内径であり、前記ステントを拘束したとき、該ステントを圍繞し且つ境界面(32)に沿って互いに当接することを特徴とする装置。

5. 請求の範囲第4項に記載の装置にして、

前記境界面が、前記ステントの半徑方向に伸長した中間面に位置することを特徴とする装置。

6. 請求の範囲第4項に記載の装置にして、

前記導入手段が、前記基礎スリーブと一体で且つ第一の内腔(22)を有する第一の長さのカテーテル管(20)を備え、前記制御手段が、前記第一のカテーテル管の略金長に沿って伸長し且つ前記第一の内腔内に収容された延長の可動部材(44)と、該可動部材を先端スリーブと一体に移動する手段と、該可動部材を前記第一のカテーテル管に関して先端方向に移動させる手段と、を備えることを特徴とする装置。

7. 請求の範囲第6項に記載の装置にして、

前記可動部材が、前記ステント(18)により圍繞され且つ第二の内腔(46)を有する第二の長さのカテーテル管(44)を備え、前記可動部材を移動する前記手段が、前記先端スリーブ及び第二の長さのカテーテル管のそれぞれの先端に固定された先端先端(40)を備えることを特徴とする装置。

8. 請求の範囲第7項に記載の装置にして、

前記導入手段が、前記第二の内腔(46)内に収容された可動性のガイドワイヤ(48)を更に備えることを特徴とする装置。

9. 請求の範囲第8項に記載の装置にして、

前記ステントが前記第二のカテーテル管に関して基礎方向に移動するのを制限し得るように該ステントの基礎方向で前記第二のカテーテル管に取り付けられた止め手段(54)を更に備えることを特徴とする装置。

10. 請求の範囲第9項に記載の装置にして、

前記基礎スリーブが、第一のカテーテル管の先端部分を備えることを特徴とする装置。

11. 請求の範囲第8項に記載の装置にして、

前記制御手段が、前記第二のカテーテル管を圍繞し且つ前記第一のカテーテル管及び第二のカテーテル管に関して軸方向に可動である、前記第一の内腔内にある第三の長さのカテーテル管(100)を更に備えることを特徴とする装置。

12. 請求の範囲第11項に記載の装置にして、

前記ステントが、前記第三のカテーテル管を圍繞し、前記第一及び第二の止め具(102、104)が前記第三のカテーテル管に取り付けられ、前記ステントの両側部に位置され、前記ステントが第三のカテーテル管に関して軸方向に移動するのを制限することを特徴とする装置。

13. 請求の範囲第12項に記載の装置にして、

前記基礎スリーブが、前記第一のカテーテル管の先端部分を備えることを特徴とする装置。

14. 請求の範囲第4項に記載の装置にして、

前記導入手段が、延長で且つ可動性のガイドワイヤ(128)と、該ガイドワイヤの先端に設けられた延長の拡張バルーン(140)と、前記バルーンを圍繞する前記スリーブとの境界部分にて基礎部及び先端スリーブ(122、120)を互いに弾性可能に移動する保持手段と、前記バルーンを弾性的に膨張させるべく加圧流体を該バルーンに供給するバルーン拡張手段とを備え、前記膨張が前記保持手段の保持力を上回り、前記基礎部及び先端スリーブを互いに離れるように軸方向に動かすことを特徴とする装置。

15. 請求の範囲第14項に記載の装置にして、

前記バルーンが電圧であり、前記ガイドワイヤを圍繞することを特徴とする装置。

16. 請求の範囲第15項に記載の装置にして、

前記スリーブの内でバルーンを更に内収すべく、それぞれ基礎部及び先端スリーブと一体であり、前記ガイドワイヤを受け入れるそれぞれの基礎開口部(13

2) 及び先端開口部 (128) を有する基端及び先端の端部壁 (130、124) を備えることを特徴とする装置。

17. 請求の範囲第16項に記載の装置にして、

前記先端壁の先端方向にてガイドワイヤーと一体に取り付けられ、前記先端開口部よりも大きいストッパ (152) を更に備えることを特徴とする装置。

18. 請求の範囲第15項に記載の装置にして、

前記バルーンの拡張手段が、前記バルーンに流体を供給するバルーンの内部に設けられた内腔を有する一本のカテーテル管 (142) を備えることを特徴とする装置。

19. 請求の範囲第3項に記載の装置にして、

それぞれ基端及び先端スリーブ (168、174) と一体であり、それぞれの基端及び先端開口部を有する基端及び先端の端部壁 (166、172) を更に備え、前記制御手段が、前記スリーブの選択した一つと対応する前記基端及び先端開口部の一つ内に適合可能に係合した第一のねじり部分 (162) を有する細長の固定部材 (160) と、該固定部材を前記選択されたスリーブに隣して回転させ、これにより、該選択されたスリーブをその他のスリーブに接近し且つ離れるように選択的に軸方向に移動させる手段とを備えることを特徴とする装置。

20. 請求の範囲第19項に記載の装置にして、

前記固定部材が、前記第一のスリーブと適合可能に係合した第二のねじり部分 (164) を更に備え、前記第一及び第二のねじり部分のそれぞれの動き方向が反対であるように形成されることを特徴とする装置。

21. 請求の範囲第19項に記載の装置にして、

前記基端及び先端スリーブが共に前記ステント (170) の軸方向全長より短い部分を囲繞し、前記導入手段が、一つの内腔 (181) を有する一本のカテーテル管 (158) を備え、該カテーテル管の先端部分が、基端及び先端スリーブを囲繞し、前記スリーブと協働して前記ステントを半徑方向に伸縮し、前記固定部材が、前記内腔内に収容され、前記カテーテル管の略全長に沿って伸縮し、

前記制御手段が、前記基端部材 (228) が前記基端領域に関して基端方向に動き易くすべく該基端領域 (230) を制限する基端の止め手段 (246) と、前記先端部材 (238) が前記先端領域に関して先端方向に動き易くすべく前記先端領域 (260) を制限する先端の止め手段 (244) とを備えることを特徴とする装置。

28. 請求の範囲第27項に記載の装置にして、

前記基端及び先端部材がそれぞれ、前記ステント (222) の基端及び先端領域をそれぞれ半徑方向に収束する基端及び先端スリーブをそれぞれ備えることを特徴とする装置。

29. 請求の範囲第28項に記載の装置にして、

前記導入手段が、ハンドル手段 (250) と、前記基端スリーブと一体で且つ前記ハンドル手段に関して可動であるようにその基端にて取り付けられた第一の細長の可動部材 (224) と、該第一の細長の可動部材の略全長に沿って伸縮する第二の細長の可動部材 (232) と、を備え、該第二の可動部材が基端スリーブと一体であり且つ前記ハンドル手段に関して軸方向に可動であるようにその基端部分に取り付けられ、

前記制御手段が、前記第一の及び第二の可動部材を前記ハンドル手段に関して軸方向に動かす手段を備えることを特徴とする装置。

30. 請求の範囲第29項に記載の装置にして、

前記第一の可動部材が、第一の内腔 (226) を有する第一の長さのカテーテル管 (224) を備え、前記第二の可動部材が、第一の内腔内に収容された第二の長さのカテーテル管 (232) を備え、

前記ステント (230) の基端領域が、摩擦係合によって前記第二の長さのカテーテル管 (232) と前記基端スリーブ (228) との間に維持され、

前記ステント (260) の先端領域が、摩擦係合によって前記第二の長さのカテーテル管 (232) と前記先端スリーブ (238) との間に維持されることを特徴とする装置。

31. 請求の範囲第30項に記載の装置にして、

該固定部材を回転させる手段が前記カテーテル管の基端に配置されることを特徴とする装置。

32. 請求の範囲第21項に記載の装置にして、

前記固定部材が回転する間に、前記選択したスリーブが前記カテーテル管に隣して回転するのを阻止する手段 (180、182) を更に備えることを特徴とする装置。

23. 請求の範囲第3項に記載の装置にして、

前記基端及び先端スリーブ (190、192) とそれぞれ一体である基端及び先端の端部壁 (202、198) を更に備え、

前記制御手段が、前記基端及び先端の端部壁と協働して、前記ステント (214) により囲繞される流体チャンバ (207) を形成する膨張可能な手段 (208) と、加圧流体を前記チャンバに供給し、前記膨張可能な手段を膨張させ且つ前記基端スリーブ及び先端スリーブを互いに離れるように付勢する流体供給手段とを備えることを特徴とする装置。

24. 請求の範囲第23項に記載の装置にして、

前記膨張可能な手段が前記基端及び先端の端部壁に接続され、これにより、前記流体チャンバが略流体密となるようにしたことを特徴とする装置。

25. 請求の範囲第24項に記載の装置にして、

前記基端の端部壁及び先端の端部壁がそれぞれの基端及び先端の開口部 (204、200) を備え、

前記流体供給手段が、前記基端及び先端の端部壁に関して流動且つ略密封関係に前記基端及び先端の開口部内に収容されたカテーテル (194) と、該カテーテルに形成され、前記チャンバに開放する流体内腔 (208) とを備えることを特徴とする装置。

26. 請求の範囲第1項に記載の装置にして、

前記制御手段が、前記基端及び先端部材を互いに接近する軸方向に動かし、最初に軸方向に自然膨張するのを許容し得るようにしたことを特徴とする装置。

27. 請求の範囲第26項に記載の装置にして、

前記基端スリーブが、第一のカテーテル管の先端部分を備えることを特徴とする装置。

32. 請求の範囲第30項に記載の装置にして、

前記止め具手段が、前記ステントの先端方向にて前記第二の長さのカテーテル管と一体に取り付けられ、前記基端の止め具手段が、ハンドルに関して取り付けられ且つ前記ステントの基端方向に配置されることを特徴とする装置。

33. 請求の範囲第32項に記載の装置にして、

前記先端の止め具手段が、第二の長さのカテーテル管に移動可能に取り付けられ、前記制御手段が、第二の長さのカテーテル管を前記ハンドル手段に関して先端方向に動かしたとき、前記先端の止め具手段を該ハンドル手段に関して略軸方向に固定された状態に維持することを特徴とする装置。

明 細 書
 半徑方向に自然膨張するステントの中間領域での展開
 段階の図解

本発明は、体内に長時間、又は恒久的に使用することを目的とする体内埋込み医療プロテーゼ、特に、自然膨張型ステント (stent) の導入及び配置方法に関する。

自然膨張型ステントは、通腔を確保すべく血管、胆管、及びその他の腔の体腔を固定するため、各種の患部の治療及び診断方法に使用されている。例えば、経皮的経心臓血管形成法 (PCTA)、又は経皮的経心臓血管形成法 (PTA) の後に動脈内で半徑方向に自然膨張するステントを展開させることが出来る。このステントは、血管が閉じる傾向に抵抗して、これにより、急激な閉塞及びプラークによる再狭窄化を防止する。

半徑方向に自然膨張するステントの極めて好適な構造は、米国特許第4,855,771号 (ウェールステント (Waller's stent)) に開示されている。即ち、これは、6個の湾曲した糸状線によって形成された可塑性の管状の筒状構造体である。ウェールステントは、ステントを固定箇所に入力するカテーテルを開示している。ステントの両端に設けられた把持部材が、導入し易くするため、最初に、軸方向に細長い筒状の形態のステントをカテーテルに装着する。基端の把持部材が先端方向に動いて、最初に、ステントに対してバルーンの形状に対応する形状を付与する。完全に展開したとき、把持部材は、ステントを解放し、そのステントが血管壁又はその他の体の組織に接触して、軸方向に短く且つ半徑方向に拡大した形態をとることを許容する。

同様のステントの構造は、米国特許第4,831,110号 (ウィクトール (Wiktor)) に開示されている。可塑性の管状のライナーが可塑性プラスチックの筒状構造体から形成されており、大動脈内に挿入可能であり、挿入後、該ライナーは、腫瘍に接するように自然膨張し、その腫瘍を経て血液が流れるようにする。導入するためには、該ライナーは、主カテーテル管の先端内で半徑方向に圧縮させる。主カテーテル管内にあり且つライナーの下端、基端にて折曲となる第二の

管が、主腔を引き込むために所定位置に保持され、これにより、最初にライナーをその先端により展開させる。

「ローリングメンブレン (rolling membrane)」と呼ばれることが多い、自然膨張型ステントを展開させる関連した方法が米国特許第4,711,153号 (ウェールステント (Waller's stent)) に記載されている。カテーテル又はその他の導入器具の先端にて、ステントを半徑方向に圧縮状態に保つ二重管を提供するために、ホース、又はメンブレンを折り重ねる。外壁を先端方向に動かすこと、先端の折り重ねの部分も同時に、基端方向に動いて、ステントを露出させ、ステントの先端から開始して半徑方向に展開することを可能にする。上述の膨張及び先端に把持部材を設けるものと比較して、このローリングメンブレンによる解決策は、低コストで且つ信頼性が高いために好ましい。しかし、メンブレンの動きとステントの露出とを一对一に対応させることが出来ず、ステントを正確に配置することが出来ないこと等の欠点がある。内腔の寸法、ステントに対する組織の応答性、ステントの展開が一層から他端に行われることからステントを正確に位置決めすることが出来ないことに従うとき、半徑方向への膨張及び軸方向への短縮化の程度を予測することは困難である。この解決策は、少なくとも二人の医者、又はその他の操作者が必要とし、また、展開中に反転させることが不可能である。

故に、本発明の一つの目的は、ステントの軸方向外側領域が半徑の小さい形態に留まる間に、最初にステントの中間領域のみが半徑方向に自然膨張するように、ステントを展開する装置を提供することである。

本発明の別の目的は、医者又はその他のユーザが一人で自然膨張型ステントを展開出来且つその展開を容易にする装置を提供することである。

更に、別の目的は、身体組織の封鎖の可能性を少なくする方法で半徑方向に自然膨張するステントを展開させる装置及び方法を提供することである。

更に別の目的は、より正確に固定すべくステントを身体内で動かす(するため、展開の中間且つその部分的な反転を含む、自然膨張型ステントを展開させる方法を提供することである。

発明の要旨

上記及びその他の目的を達成するため、半徑方向に自然膨張するステントを身体腔内で展開させる装置が提供される。該装置は、細長い半徑方向に膨張するステントを小さい半徑の導入形態に持ち、この形態にて、ステントがその軸方向全長に沿って半徑方向に圧縮するようにする拘束手段を備えている。該拘束手段は、ステントの基端領域を半徑方向に拘束する基端部材と、ステントの先端領域を拘束する先端部材とを備えている。これらの部材は、拘束位置に向けて且つ拘束位置から離れるように互いに関して軸方向に可動であり、この拘束位置にて、これらの部材は、協働して、ステントの導入形態を保持する。この導入形態にて、導入手段の先端付近に位置されたとき、ステントを身体腔内の展開箇所に入力するための可塑性で細長い導入手段が設けられる。この導入手段は、拘束手段と作用可能に協働する制御手段を備えており、該制御手段は、基端部材及び先端部材を拘束位置に向けて且つ拘束位置から離れる方向に互いに動かして、基端及び先端部材がステントのそれぞれの端部領域を中間領域の軸方向外方に半徑方向に拘束する状態を保持し、ステントが最初に半徑方向に自然膨張することを可能にする。この制御手段は、最初の膨張後に、基端及び先端部材を端部領域から離れるように軸方向に動かして、ステントがその軸方向全長に沿って半徑方向に自然膨張するようにステントを解放することが更に作用可能である。

基端部材及び先端部材は、その内径が互いに略等しくステントの半徑方向に伸張した中間領域の端部部に沿って互いに自働するスリーブを備えている。これと選択的に、該スリーブは、ステントの全長を覆わないようにしてもよく、また、例えば、スリーブ及びステントの中間領域の双方を包囲するカテーテルのような更なる拘束手段と協働するようにしてもよい。

一つの好適な導入手段は、基端方向スリーブと一体であり、内腔を有する一本のカテーテル管である。内腔内に保持された第二のカテーテル管は、先端先端に設けられて制御手段を提供し、この先端先端も又、先端のスリーブに接続される。従って、内側カテーテルが外側カテーテルに関して動くことで、先端のスリーブは基端のスリーブに関して動く。内側カテーテルは、カテーテルを最初に位置決めするのに使用されるガイドワイヤーを受け入れる内腔を備えることが出

来る。

選択可能な別の実施例において、細長い拡張バルーンの周りでキー及びキー溝の形態が共に形成される。バルーン及びスリーブによって包囲されたガイドワイヤーは、導入手段を提供する。展開させるためには、加圧流体をバルーンに供給することでバルーンを拡張させる。バルーンの膨張は、スリーブを分離させようとするキー及びキー溝の形態の力に打ち勝ち、最終的に、ステントがスリーブから完全な自由状態となるようにする。

更なる選択例としては、基端スリーブ及び先端スリーブに包囲されたハブに内腔を設け可能に適合させるものがある。それぞれのスリーブに開通した穴の各方向は、反対である。即ち、基端スリーブに開通する穴は、「右ねじ」であり、先端スリーブに開通する穴は、「左ねじ」である。このため、この内腔を回転させると、スリーブは軸方向に動いて互いに接近するか、又は互いに離れる。最後に、可塑性で略流体密のメンブレンがスリーブと一体のそれぞれの端部領域を覆って基端スリーブ及び先端スリーブ同士を接続することが出来る。メンブレン及びスリーブによって形成された円筒体内に供給された流体がその円筒体を拡張させて、スリーブを軸方向に互いに離れるように付勢し、最終的にステントを自由にする。

更に別の実施例において、半徑方向に自然膨張するステントは、その両端領域が摩擦係合によって保持されているため、半徑の小さい導入形態を保持する。より具体的には、ステントは、外側カテーテルの内腔に収容された内側カテーテルを包囲する。該ステントの基端領域は、内側カテーテルと外側カテーテルの先端との間に摩擦によって保持される。カテーテルの先端は、内側カテーテルと外側カテーテルの先端先端と一体の先端スリーブとの間に摩擦によって保持されている。この実施例において、ステントの中間領域は、露出している。

ステントは、内側カテーテル、従って先端先端を外側カテーテルに関して基端方向に動かすことで展開され、これは、基端及び先端領域が摩擦係合している間に、ステントの中間領域が半徑方向に自然膨張することを可能にする。この展開の膨張後に、先端領域は、内側カテーテルの先端に摩擦係合に取り付けられた止

め具をロックすることが出来、次に、内側カテーテル、先端先端及び先端スリーブを先端方向に動かすことによって解放させることが出来る。外側カテーテルを内側カテーテルに関して基礎方向に動かし、基礎の止め具がステントが外側カテーテルに関して基礎方向に動くのを阻止することによって、基礎領域を解放させることが出来る。

該装置は、体内で半径方向に自然膨張するステントを展開させる方法にて使用することが有利である。該方法は、

ステント及び包囲体を形成する組織部分に沿って、少なくとも体内の所定の箇所付近から遠くまで案内する間に、基礎及び先端領域を有する止め手段がステントのそれぞれの基礎及び先端領域を拘束することによって、半径方向に自然膨張するステントを半径の小さい導入形態に保持し、ステントが先端領域と基礎領域との間に中間領域を有するようにする段階と、

包囲体が所定の箇所付近にある状態で、第一及び第二の部材を互いに関して動かし、第一及び第二の包囲体部分に対してそれぞれステントの基礎領域及び先端領域が半径方向に膨張しないように拘束する一方、ステントが中間領域に沿ってのみ自由に半径方向に膨張するのを可能にする段階と、

最初の膨張後、基礎及び先端部材を基礎領域及び先端領域から離れるよう地方向に動かし、基礎及び先端領域に沿って中間領域の地方向外方に自然膨張するのを可能にし、ステントが基礎及び先端部材から自由となり、半径方向に膨張し且つその地方向全面に沿って膨張部分と膨張するようにする段階と、を備える方法である。

ステントをその一端からその他端まで展開させずに、中間領域で展開させることから種々な利点が得られる。第一に、ステントは、所定の固定箇所を中心決められた状態を保持し得るため、位置決め精度が向上する。ステントを解放する間、ステントの中間領域の両側でそれぞれ半径方向への膨張及び地方向への膨張化が生じ、この膨張がステントを中心外側の位置に位置させる傾向を最小にする。血腫、又はその他の組織の創傷を生ずる可能性は少なくなり、最初に展開されたステントの中間領域には、そのステントの地方向端部に存在するであろう

膨張した組織又は腫瘍が無い。完全に膨張したステント端部が血管壁に接触した状態にあるとき、ステントの組織化は生じない。更に、ステントの完全に膨張した中間領域は、包囲体の内にある。即ち、ステントは、短くなる時、血管に沿って引きずられることがない。

多くの場合、ステントは、一箇しか展開されず、殆どの場合、部材を地方向に動かすことにより少なくともその一部を地方向に膨張させることが出来る点で膨張及び固定状態を更に向上させる効果がある。このように、その外端領域が半径方向に拘束されたままその一部が展開されたステントは、血管又はその他の内腔に沿って地方向に動かし、ステントをより正確に位置することが可能となる。これと選択的に、基礎及び先端部材を再度、地方向に動かし、最初の膨張が許容される部分を半径方向に少なくし、このことは、自然に、包囲体内でステントを地方向に動かすことを一層、容易にする。

ステントを拘束するスリーブは、ローリングテンプレット技術に特有の折り重なり部分や該部分で応力を受けることが無く、一人の操作者がスリーブを正確に位置決めするための軽い「感覚」状態を利用して、スリーブの動きとステントの最初の地方向への膨張とを相対的に一対一で対応させることが可能となる。

図面の説明

図1は、本発明に従って構成されたステント展開装置の部分断面図、

図2は、第二の実施例のステント展開装置を示す、図1と同様の図、

図3は、第一の実施例の装置を使用してステントを展開する状態を示す、側面断面図、

図4は、第二の実施例の装置を使用してステントを展開する状態を示す、側面断面図、

図5乃至図8は、第一の実施例の装置を使用するステントの展開順序を示す図、

図9は、第三の実施例のステント展開装置の側面断面図、

図7乃至図9は、第三の実施例の装置を使用してステントを展開する順序を示す図、

図10は、第四の実施例のステント展開装置の側面断面図、

図11は、図10の図11-11に沿った断面図、

図12は、第五の実施例のステント展開装置の側面断面図、

図13は、ステントを小さい半径の形態に維持し得るように設定された第六の実施例のステント展開装置の部分断面図、

図14は、ステントが最初に半径方向に自然膨張する段階にある図13の装置を示す図、

図15は、ステントが完全に半径方向に自然膨張した状態を示す図、

図16は、ステントの自然膨張を可能にし得るように設定された装置の基礎部分を示す図である。

経済な実施例の詳細な説明

次に、図面を参照すると、図1には、プロテゼ、即ち、ステント18を体内の所定の固定位置に決め、その後、そのステントを制御可能に解放して、その内腔内の固定箇所から自然膨張させる展開装置16が示されている。

該装置は、例えば、ポリウレタンのような生体適合性ポリマーで形成された、外径0.12インチ以下の細長く且つ可撓性の外側カテーテル20を備えている。中央内腔22がカテーテル20の全長に亘って伸張している。カテーテル20の先端部分24は、ステント18の基礎領域28を形成するスリーブを形成する。このスリーブ24は、その先端にて傾斜しており、ステント18の解放及び再配置を容易にする内部円筒の内腔28を形成する。

先端スリーブ30は、環状の境界32にてスリーブ24に接続している。スリーブ30は、内腔28と同様で且つ同一の目的を有する材料面34がその基礎に形成されている。先端スリーブを有する環状36は、ステントの先端領域38に対して、内腔22の遠端部分を形成する。

スリーブ30の先端は、先端に形成された環状凹所42内でテーパ付の先端先端40に固定されている。外径0.08インチ以下の内側カテーテル44が先端先端に固定され且つ後部16の全長に亘って伸張している。ステント18は、内側カテーテル44を包囲し、内側カテーテルと外側カテーテルとの間に拘束されている。内側カテーテルの内腔46は、可撓性のガイドワイヤー48を収容し、

造影剤を注入し且つ追加するために装置の基礎から流体を供給するのに更に適している。この内側カテーテルは、先端先端に形成された内腔凹所50内に固定され、該先端は、内腔46に連通する通路52を備えている。

ステント18は、例えば、生体適合性の金属（例えば、ステンレス鋼）又はポリマー（例えば、ポリプロピレン）のような弾性材料を編み組んだストランド、又は長繊維をらせん状に巻いて形成された螺旋メッシュ、又は折り畳みされている。図1に示すように、ステント18は、半径が小さく且つ地方向長さの長い導入形態に弾性的に成形される。スリーブ24、30が展開して、ステントを拘束する包囲体を形成して、ステントを導入形態に保つ。ステント18は、スリーブから自由になったならば、半径方向に自然膨張する。即ち、ステントは、半径が大きく且つ地方向長さが短い「通常」の形状（外部応力を受けない状態）に弾性的に復元する。

内側カテーテル44に取り付けられ且つ内側カテーテル44を包囲する環状止め具54は、内側カテーテルと外側カテーテル20との間のスペースを占め、ステント18が内側カテーテルに関して基礎方向に動くのを制限する。この点に関して、カテーテル間の空隙は、ステント18を形成するらせん状に巻き組んだストランドよりもはるかに大きく見えることに留意すべきである。この図は、各種の部品を示すのに適しているが、実際には、ステント18が実質的に全ての空隙を占めることを理解すべきである。従って、ステント18とスリーブ24、30の内面との間の摩擦係数は、ステントと内側カテーテル44の外面との間の摩擦係数よりも著しく小さいことが望ましい。この摩擦係数の差は、スリーブに対して内側カテーテルの材料と異なる材料を選択すること、スリーブの内面をテフロン等で被覆すること、及び内側カテーテルの外周を選択的に研磨するといった公知の手段を任意に組み合わせることによって実現される。

スリーブ24、30内に拘束されたステント18をその所定の固定箇所へ導入したならば、これらのスリーブは、互いに離れるように地方向に動いて、ステントを解放する。勿論、かかる分離は、身体内の固定箇所から離れた箇所まで装置を操作することによって実現することが望ましい。この目的上、展開装置18の基

端付近には、ステント部材の斜角は適度で設けられる。特に、図1の作部56が管状部分58に取り付けられる一方、管状部分58は、管状部分62に屈曲可能に取り付けられる。最後に、基端部材88を支持する基端の管状部分66は、管状部分62に屈曲可能に取り付けられ、内側カテーテル44の基端に固定される。部材72は、管状部分62を通じて基端部分66に取り付けられて、部分82、68を互いに固定する。図1に示すように、図1の作部56（従って、部分58）を基端方向に、即ち、図1の右方向に動かすことにより、外側カテーテル20及びスリーブ24は、基端のスリーブ30から離れる方向に基端方向に動いて、ステント18の基端部分を展開する。作部80が基端方向に動く結果、基端スリーブ30は、より基端寄りのスリーブ24から離れる方向に基端方向に動いて、ステントの基端部分を展開する。何れかの動きのとき、又はその双方の組み合わせによって、境界部32には空腔が形成され、特に、その中心付近にてステント18が僅かに半徑方向に膨張するのを容許する一方、基端及び基端領域は、それぞれ、スリーブ24、30の間に拘束された状態に保つ。

図2には、外側カテーテル76と、該外側カテーテルの内腔80内に収容された内側カテーテル78とを備える点で展開位置18と同様であるステント展開位置74が示してある。これらの内側カテーテル及び基端スリーブ82は、チューブ付きの基端先端84に固定されている。ガイドワイヤー86は、内側カテーテルの内腔88及び基端先端84を通る通路90内に保持されている。外側カテーテルのスリーブ部分84を動かす作部92と、内側カテーテル78及び基端スリーブ82を軸方向に動かす作部96及び管状部分98を備える制御手段が装置の基端付近に設けられている。

展開位置18の構造との相違点は、展開位置74は、内腔80内に収容され且つ内側カテーテル78を通過する中国カテーテル100を更に備えている点である。半徑方向に自然膨張するステント106の両側部にカテーテル100を通過し且つカテーテル100に固定された環状止め具102、104は、ステントが中国カテーテルに固定して環状に軸方向に動くのを阻止する。このようにして、中国カテーテル100を作部108及び一体の管状部分110に接続するこ

とで、中国カテーテルの軸方向位置は、スリーブ82、94の位置と関係なく、位置74の基端から制御することが可能となる。

位置18及び位置74によってそれぞれ自然膨張ステントを展開することは、図3及び図4の比較から理解出来る。図3において、最初の半徑方向への膨張は、当然に、ステント18の軸方向中心、又は半徑方向の中間面（図113）にて行われる。軸方向両方の二つの端部領域の間の中間領域で行われることが理解される。

一方、図4から、中国カテーテル100は、外側カテーテルの基端スリーブ82、94に固定して軸方向に動かし、ステント106をスリーブ82の空腔に収めしように整合させ、これによって、半徑方向への最初の膨張がステントの中間面115にて生じ、該中間面を中心として対称となるようにすることが理解される。

展開位置74の別の選択例は、所望であれば同様に対称に展開させるものである。特に、かかる選択例による展開位置（図示せず）は、図2のカテーテル100、止め具102、104に代えて使用される。その基端に設けられた単一の環状の止め具を有するカテーテルを備えている。この選択例によるカテーテルは、その基端がステントに近接する位置、即ち、図2に示した止め具104の位置に配置される。更に別の選択例として、このカテーテルは、少なくともその基端領域に沿って十分な内厚にて形成し、基端領域自体が止め具として機能するようにすることが出来る。この場合、カテーテルに独立した止め具は設けられない。

図5乃至図5dには、展開位置74による展開は同様であるが、展開位置18を使用してステント18を展開させる手順が示してある。図5aには、血管内にあり、血管を形成する環状の組織壁部分112に沿ってスリーブ24、30内に収容されたステントの最初の位置が示してある。組織壁部分112は、組織的体内腔管形成法を受け、拡張バルーン（図示せず）は、拡張前に、血管内の流れを妨害していたブラック114、又はその他の不要な組織を圧縮しているとする。自然膨張ステントを固定する目的は、血管が最終に拡張して、再狭窄するのを防止するためである。

ステント18の展開の開始は、ガイドワイヤー48を径方向的に挿入して、動量

を通じて動かして組織壁部分112を丁度、越える箇所、即ち、その基端方向に移動させて行われる。半徑方向に拘束されたステントを含む展開位置18の他の部分は、ガイドワイヤー48上に挿入して、所望の治療位置に向けて案内し、スリーブ24、30が、図5aに示すように、所望の治療位置に少なくとも近接する位置となるようにする。

図5bにおいて、スリーブを互いに分離し且つその他方からその一部を取り外すことは、ステント18が最初にその中間領域に沿って半徑方向に膨張することを可能にする。この時点で、ステント18の位置は、基端先端及び止め具54に設けられた放射状マーカーを利用して観察することが出来る。ステントの軸方向位置が予定通りでない場合、この段階におけるステント及びスリーブは、両軸方向に容易に動かすことが出来る。更に、展開方向を逆にしようとする場合、位置を調整する必要性、又はその後の理由のため、スリーブ24、30は、互いの方向に動かして、ステントを再配置することが出来る。チューブ付き面28、34は、ステントを最初に、互いに離れる方向に動かしたとき、ステントの最初の解放及び膨張を促進するのと同時にして再配置を促進する。

一般に、ステント18がその完全な膨張状態の1/4、又はそれ以下の程度に動く場合、逆に展開させることが可能であるが、ステント及びスリーブの材料、ステント中の形状に組み加えられたストランドの角度、スリーブの直径と比較した膨張ステントの寸法のような因子は、全て、展開の任意の所定の段階にてステントを再配置する能力に影響する。

図5cに示した段階にて、ステントの解放は、その再配置の点を経て行われる。しかしながら、ステントの位置を調整するための軸方向への移動は、真直な線であり、ローリング運動の展開方法と比べて、この移動は、両方向に行われ、中間領域部分112に制限を加える可能性が少ない。その理由は、ステントの基端及び先端は、それぞれ、スリーブ24、30内に拘束されたままであるからである。

完全な展開状態は図5dに示してあり、ここで、ステント18は、その軸方向全長に亘って半徑方向に膨張してスリーブから完全に自由となり、従って、その

全長に亘って組織壁部分112に接触している。その膨張したステントの半徑は、外側カテーテル20の半徑よりも著しく大きく、膨張したステントを通じて展開位置の基端を引き出すことによって展開位置18を取り出すことを容易にする。所望であれば、引き出す前に、グリップ56、60を使用して、スリーブ24、30を互いに接触させる。

図5乃至図9には、別の選択可能な展開位置18が示してあり、この場合、自然膨張ステント118は、半徑方向に圧縮され、基端スリーブ120と基端スリーブ122との間に拘束されている。基端キャップ、又は壁124は、基端スリーブと一体であり、また、ガイドワイヤー128を通すことを可能にする基端開口部126を有している。スリーブによって形成された包囲体の他端には、ガイドワイヤーを導入するための開口部132を有する基端壁130がある。スリーブ120、122は、相互にロックする複数のキー138及びキー溝138によって境界面134で互いに解放可能に接続されている。

拡張バルーン140は、スリーブにより形成され、ステント118によって拘束された包囲体内に収容されている。該バルーンは、可塑性であり、加圧流体をガイドワイヤーにより開口部132を通してバルーン腔内カテーテル142を通じて導入して膨張させることが出来、拡張カテーテル及びガイドワイヤーは、共に外側カテーテル144内に収容されている。この構成に代えて、バルーン腔内腔とガイドワイヤーを受け入れる第二の内腔とを有する単一のカテーテルを採用することも可能であることを理解すべきである。バルーン140は、ガイドワイヤーを導入する軸方向通路146を有する内腔体であることが望ましい。

図7から理解されるように、スリーブ120、122及び拘束されたステント118は、上述の展開法と全く同一の方法で組み立てられて固定される。この場合も同様に、半徑方向への自然膨張は、スリーブ120、122が互いに軸方向に分離することによって、最初にステントの中間領域148に沿って行われる。分離は、バルーン140が可塑性状態に膨張することにより行われる。最初に、膨張により、基端及び基端壁130、124に反対方向に作用する軸方向力が提供され、キー及びキー溝の保持力を上回る。これらのスリーブが分離したならば、該

壁バルーンの部分は、半徑方向外方に膨張して、スリーブの間の空隙に入り(図8)、スリーブを互いに離れるように軸方向に動かす傾向となる更なる力を提供する。前述のように、この空隙内でステントは、半徑方向に膨張する。

図9に示すように、バルーン140が連続的に膨張すると、最終的に、スリーブ120、122は、互いに十分に離れるように動いて、拡張部分150との協働状態で示すように、ステント118をその全長に亘って完全に自由にして、半徑方向に膨張させる。この完全に膨張したステントは、図6に示すように、スリーブ124の左側でガイドワイヤー128に固定されたストップ152は、図10に示すように、ガイドワイヤーを引き出すと、末端スリーブ120及び拡張118の他の部分を引き出される。

図10には、外側カテーテル158と、該外側カテーテルの内腔161内に収容された内側カテーテル180とを備える更に別の選択可能な展開位置156が示されている。図10の内側カテーテルには、参照符号162、164で示すように、その長さの二つの部分に於てねじりが設けられている。部分162は、基礎スリーブ168と一体の基礎壁、又はハブ166の開口部のねじりと組合可能に係合しており、該基礎スリーブは、ステント170の基礎領域を半徑の小さい形状にて内定する。内側カテーテルの部分164は、末端スリーブ174と一体の末端壁、又はハブ172のねじりと組合可能に係合しており、該末端スリーブは、ステントの末端領域を収容している。参照符号176、178で示すスリーブのテーパー付き内面は、それぞれステントの自然膨張を促進する。

部分162、164のねじりの巻き方向は、反対である。即ち、その部分の一方は、「左ねじ」である一方、その他方の部分は、「右ねじ」である。従って、カテーテル180を一方方向に回転させると、スリーブ168、174は、互いの方向に動く一方、カテーテルを反対方向に回転させると、スリーブは、互いに離れて長手方向に動く。カテーテル180は、基礎の基礎に設けられた手段(図示せず)を使用して回転させることが出来る。図11には、外側カテーテル158と一体のケー180、及びワイヤーを受け入れて、基礎スリーブが内側カテーテル内

で回転するのを阻止する。スリーブ168のケー182が示してある。所定であれば、末端スリーブ174を維持する同様の機構を設けることも可能であるが、展開のためには、内側カテーテルの回転に応じて、スリーブの一つが軸方向に動くだけで十分であることを理解すべきである。

ステント170の展開に使用する場合、展開位置158は、ガイドワイヤー184に於て所定の固定箇所まで案内する。外側カテーテル158は、基礎方向に引き出してスリーブ168、174間のステント170の中間領域を露出させ、これによって、その中間領域が直ちに半徑方向に自然膨張するのを可能にする。ステント及びスリーブの所望の軸方向への再位置決めに関して、内側カテーテル180は、スリーブが互いに離れる方向に回転させ、ステントの軸方向外側領域がスリーブから自由になるようにする。半徑方向に膨張したステントの直径は、ステントを通してスリーブを基礎方向に引き出すのを可能にするのに十分である。

逆方向に展開させるためには、スリーブ168、174の軸方向長さは、スリーブが互いに当接する程度に、図10に示した長さよりも長くし、その場合、スリーブは、外側カテーテル158を必要とせずに、ステントを収容する。

基礎スリーブ190と一体の外側カテーテル188と、末端スリーブ192と、外側カテーテルの内腔196内の内側カテーテル194とを備える更に別のステントの展開位置186が図12に示してある。基礎スリーブ190は、開口部204を有する基礎壁202を備える一方、末端スリーブ192は、開口部200を有する末端壁198を備えている。これらの開口部200、204は、内側カテーテルを受け入れ、運動を許容するが、内側カテーテルに対して密閉性を維持する。図12の202、200の間に接続された膨張可能なメンブレン206は、壁と共に、可塑性のチャンバ207を形成する。内側カテーテル194の流体内腔208は、該チャンバに対して開放し、加圧流体を該チャンバに供給する。カテーテル194は、ガイドワイヤー212を受け入れる別の内腔210を有する。ステント214は、メンブレン206を閉鎖し且つスリーブ190、192によって導人形に保持されている。メンブレン206は、導人形に保持することが望ましいが、チャンバから排出される流体の流量を上回る量の流体を内

腔208を通してチャンバ207に供給することによって膨張可能である限り、かかる接続は、不変である。

ステント214は、加圧流体をチャンバ207に供給することで展開され、その結果、メンブレンが膨張して、スリーブ190、192を互いに離れるように軸方向に付勢する。スリーブが分離すると、メンブレンは、スリーブの間の空隙内まで半徑方向外方に膨張し、スリーブを互いに分離させ、ステント214がその中間領域に於て半徑方向に自然膨張することを許容する。

図13乃至図18には、ステントを半徑方向に自然膨張させ且つ固定するために創設された状態で解放した後に、該ステント222を所定の固定位置に導入する別の選択可能な展開位置220が図示されている。該位置は、生体適合性ポリマーで形成され、カテーテル224の全長に於て伸張する中央内腔226を有する。拡張可能な外側カテーテル224を備えている。該カテーテルの末端部分228は、ステントの基礎領域230を囲繞する基礎スリーブを提供する。

内腔226内に収容された内側カテーテル232は、外側カテーテル224の末端を超えて伸張する図示した末端部分を含んで、装置の全長に於て伸張している。テーパー付き末端先端234が内側カテーテル232の末端に固定されている。また、末端先端に固定された末端スリーブ238は、内側カテーテルを囲繞する。内側カテーテル232を通る内腔238は、ガイドワイヤー240を収容し、また、造影剤を呼び出す及び添加するために装置の基礎から流体を供給するのに適している。内側カテーテルは、末端先端に形成された円筒状凹部に固定され、また、該先端は、内腔238と連続する通路242を有する。

図13の先端止め具244は、先端234付近で内側カテーテル232を閉鎖し、該内側カテーテルの上の膨張可能に取り付けられている。ステント222の丁度、基礎方向にて、コイル246が内側カテーテルを囲繞し、ハンドル250と一体の一本の管248まで基礎方向に伸張している。T字形ハンドル252は、外側カテーテル224と一体である。内側カテーテル232は、ハブ254の基礎方向まで伸張している。ハブ254は、ねじり258を備えており、該ねじりは、ハンドル250のねじり258と係合したとき、ハンドル250に関してハブの

軸方向位置をロックする。図13に示すように、ハブ及びハンドルが組合可能に係合したとき、内側カテーテル232は、外側カテーテル224に関するその最末端位置にある。ステント222は、内側カテーテルを囲繞し、摩擦によりその両端にて保持されている。より具体的には、ステントの末端領域260は、末端スリーブ236と内側カテーテル232との間に摩擦状態に係合する一方、ステントの基礎領域230は、末端部分228と内側カテーテルとの間に摩擦状態に係合している。従って、基礎スリーブと末端スリーブとの間の距離に於て露出されるにも拘わらず、ステントの中間領域262は、半徑の小さい導人形を保持し、ハブ254がハンドル250と摩擦状態に係合している限り、ステント222は、導人形に保持される。

所望通りに体腔に於てステント222を位置決めしたならば、図14に示すように、ステントは、最初にその中間領域262に於てのみ半徑方向に自然膨張することが可能となる。この最初の膨張は、ハブ254をハンドル250から外し、その結果、ステントに残留する弾性力によりステントが中間領域に於て半徑方向に膨張し、これと同時に、末端先端234、スリーブ236及び内側カテーテル232をハンドル250に関して基礎方向に引き出すことで行われる。ステントに残留する弾性力の効果を増すため、操作者はハブ254をハンドル250から離れる基礎方向に引っ張ることが出来る。何れの場合でも、ハンドル及びハブは、図18に示すように展開され、ステントの中間領域262は、軸方向に収縮し且つ半徑方向に膨張し、図14に示すように、中間領域が血管壁に接触する。

この時点で、ステントを真正に位置決めすることを確保することが可能となる。ステントが位置決めし直しを必要とする場合、操作者は、ハブ254をハンドル250に向けて末端方向に動かす。ステント222の少なくとも一部が半徑方向に収縮するようにするだけでよい。半徑の小さい形状のとき、ステントは、所望通りに容易に位置決めし直すことが可能である。

ステントを真正に位置決めしたならば、基礎領域及び末端領域を解放することにより展開が完了する。その結果、図15に示すように、ステント222は、そ

の全長に沿って血管壁に接触する。先端領域は、ハブ254をハンドル250に向けて先端方向に動かすことにより解放される（この動作は、先端領域260が先端スリーブ236内に拘束された状態にある限り、ステント222を半屈方向に収縮させる動作と同一である）。

先端領域を解放するため、ワイヤロック266によりハンドル250の切込み内にワイヤ264を解放可能にロックすることにより、ハンドル250に附して先端止め具244を「ロック」する。ワイヤ264は、その先端にて先端止め具に固定されている。ハンドル250の基端方向でワイヤ264に掛けられたノブ、又はグリップ268は、ワイヤの操作を容易にする。このように、ハブ254がハンドル250に向けて動き、内側カテーテル232を先端方向に動かすと、止め具244は、内側カテーテルと共に動かず、同時にステントの先端領域が内側カテーテルと共に動くのを阻止し、該先端領域は、先端スリーブ236から自由となる。

ステントの基端領域230は、ハンドル250をハンドル252に向けて先端方向に動かすことにより解放され、これにより、外側カテーテル224は、内側カテーテル232に沿って且つ該内側カテーテル232に関して基端方向に動く。コイル248は、基端止め具、即ちストップパとして機能し、ステント222の基端領域が外側カテーテルに関して基端方向に動くのを阻止する。この目的上、コイル248は、所望であれば、コイルの先端及びハンドル250に取り付けられたワイヤ（図示せず）により強化することが可能である。従って、外側カテーテル224の先端がコイル248の先端と重なるときまで、基端領域230は、半屈方向に自由に自然膨張する。ユーザは、先端領域260又は基端領域230の何れか一方を解放させる前に、その他方を選択的に解放させることによりステント222の展開を制御することが出来る。

このように、本発明によれば、半屈の小さい形態に保持された半屈方向に自然膨張するステントを適当な導人箇所へ導入するために各々のステント展開装置を使用することが出来る。基端及び先端スリーブは、ステントリテーナの解放可能な部分を形成し、スリーブの一方をその他方に関して軸方向に動かしたとき、ス

テントがその中間領域に沿って半屈方向に自然膨張することを許容する。所望であれば、初期の段階で展開を中断し、放射線マーカー、その他の標識を点検し、正真正に位置決めされるようにすることが出来る。ステントの軸方向全長が自然膨張し、組織に関して実質的に固定されるまで、組織は、ステントの両端に露出されないから、両側の組織に対する創傷は、最小で済む。スリーブを軸方向に動かす制御手段として同心状の厚膜可能なカテーテル、又はねじ式内側カテーテルを使用する結果、ステントを展開させる初期の段階にてステントを展開することが可能であるという更なる利点が見られる。

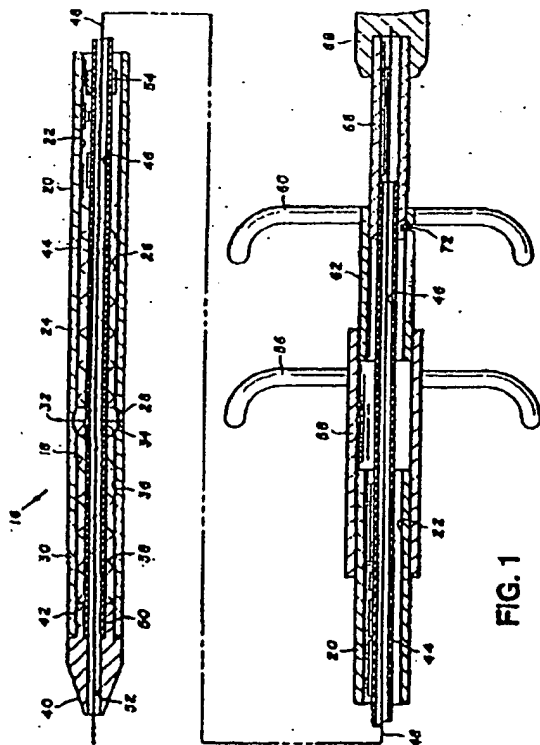


FIG. 1

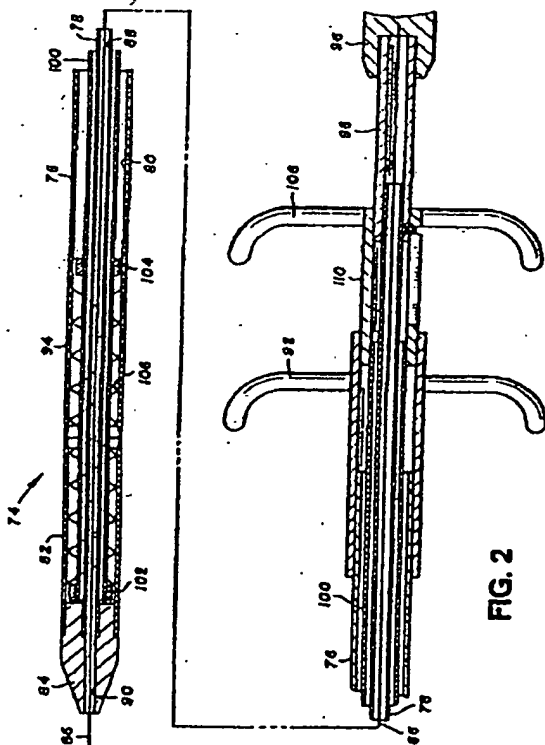


FIG. 2

FIG. 3

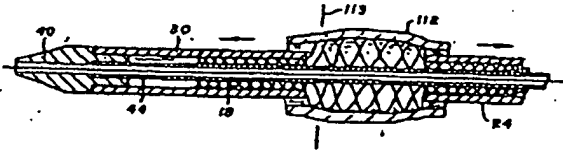


FIG. 4

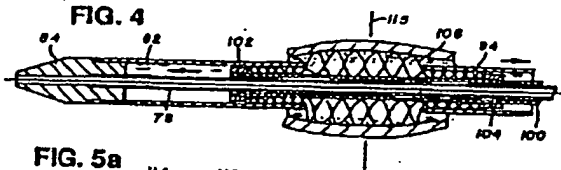


FIG. 5a

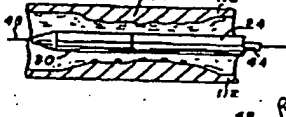


FIG. 5b

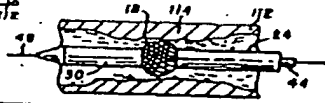


FIG. 5c



FIG. 5d

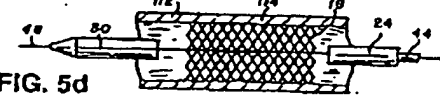


FIG. 6

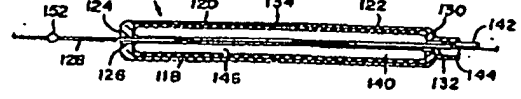


FIG. 7

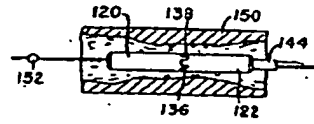


FIG. 8

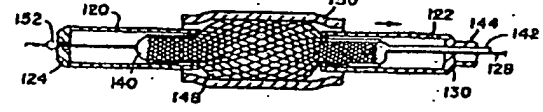


FIG. 9

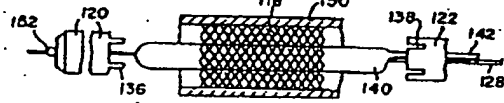


FIG. 10

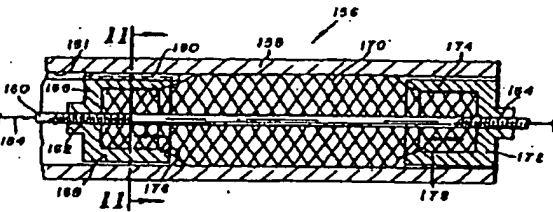


FIG. 11

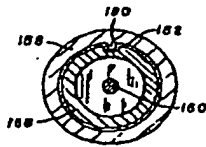


FIG. 12

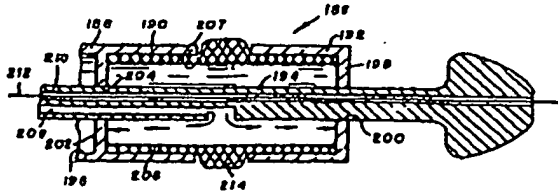
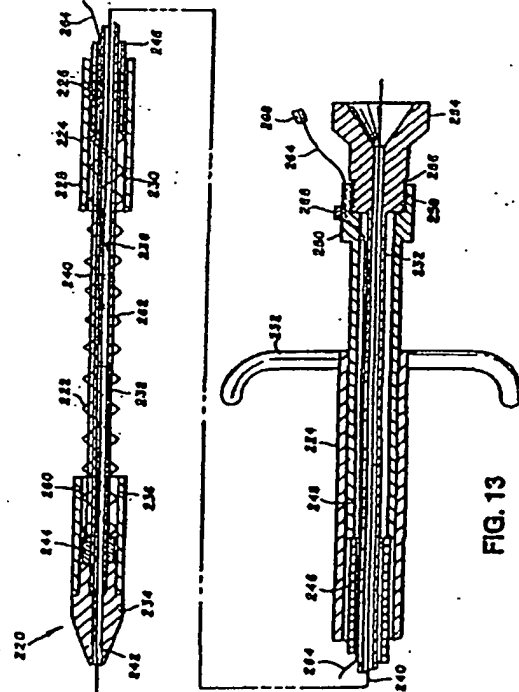


FIG. 13



This report lists the patent family members related to the patent document cited in the international search report. The families are as submitted to the European Patent Office (EPO) by us. The European Patent Office is to carry out the search for these patent families which are hereby given for the purpose of information. 11/05/93

Patent document cited in international search report	Publication date	Patent family members	Publication date
EP-A-0527394		CA-A- 671875	15-10-89
		DE-T- 3590633	10-12-87
		EP-A, B 0218733	18-09-87
		GB-A- 2191097	09-12-87
		JP-T- 67501771	21-05-87
		WO-A- 0603793	19-08-86
		US-A- 4722152	22-03-89
EP-A-2245495	09-01-92	None	
US-A-5211342	17-09-92	AD-A- 8913591	08-10-92
		EP-A- 0528039	24-02-93

For more details about this patent family, consult the Official Journal of the European Patent Office, No. 32/93

フロントページの続き

(72)発明者 ユレク, マシュー・ディー
アメリカ合衆国ミネソタ州55431, ブルー
ミントン, ペン・アベニュー・サウス8331

(72)発明者 バジル, ピーター・エイ
アメリカ合衆国ニュージャージー州08648,
ローレンスヴィル, アール・ディー・エ
ス, レイクビュー・コート 5

(72)発明者 バーガー, ロバート・エル
アメリカ合衆国ペンシルバニア州18938,
ニュー・ホウプ, ノース・メイン・ストリ
ート 114